

Leonardo Machado de Aguiar

**PRÓTESES IMPRESSAS:  
UMA ABORDAGEM DE BAIXO CUSTO**

Trabalho de Conclusão de Curso  
submetido ao Programa de Graduação  
em Engenharia Eletrônica para  
obtenção do Grau de Bacharel em  
Engenharia Eletrônica.  
Orientador: Prof. Jefferson Luiz Brum  
Marques, PhD

Florianópolis-SC  
Dezembro 2018

Ficha de identificação da obra elaborada pelo autor,  
através do Programa de Geração Automática da Biblioteca Universitária da UFSC.

de aguiar, Leonardo Machado

Próteses Impressas : Uma Abordagem de Baixo Custo  
/ Leonardo Machado de aguiar ; orientador,  
Jefferson Luis Brum Marques, 2018.  
62 p.

Trabalho de Conclusão de Curso (graduação) -  
Universidade Federal de Santa Catarina, Centro  
Tecnológico, Graduação em Engenharia Eletrônica,  
Florianópolis, 2018.

Inclui referências.

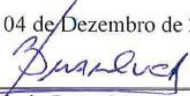
1. Engenharia Eletrônica. 2. Próteses. 3.  
Impressão 3D. 4. EMG. I. Luis Brum Marques,  
Jefferson. II. Universidade Federal de Santa  
Catarina. Graduação em Engenharia Eletrônica. III.  
Título.

Leonardo Machado de Aguiar


## **PRÓTESES IMPRESSAS: UMA ABORDAGEM DE BAIXO CUSTO**


Este Trabalho de Conclusão de curso foi julgado aprovado para a obtenção do Título de “Bacharel em Engenharia Eletrônica” e aprovada em sua forma final pelo Programa de Graduação em Engenharia Eletrônica

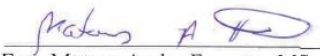
Florianópolis, 04 de Dezembro de 2018.

  
Prof. Jefferson Luiz Brum Marques, PhD.  
Coordenador do Curso

### **Banca Examinadora:**

  
Prof. Jefferson Luiz Brum Marques, PhD.  
Orientador  
Universidade Federal de Santa Catarina

  
Prof.ª Daniela Ota Hissayasu Suzuki, Dr.ª  
Universidade Federal de Santa Catarina

  
Eng. Mateus Andre Favretto, MSc.  
Universidade Federal de Santa Catarina



Este trabalho é dedicado aos que não  
desistiram de mim.



## AGRADECIMENTOS

Em primeiro lugar à minha mãe, Silvia Sônia Machado, por oferecer condições plenas de desenvolvimento social e psicológico.

Aos amigos que acompanharam de perto cada etapa do desenvolvimento, prestando assistência quanto a possível experiência de usuário.

A Juliano de Oliveira Neves da Fontoura, por participar ativamente dos projetos de manufatura aditiva e estar presente nos testes de controle de qualidade.

A Patrick José Pereira por fornecer as primeiras peças para impressora 3D e tornar a produção do primeiro protótipo possível.

A Drew Murray e Stephen Davies por disponibilizarem os modelos de mão em formato de licença livre para modificação da comunidade.

A *Maxim Integrated* pela doação de amostras de componentes para o desenvolvimento do primeiro filtro de testes.

Ao grupo de impressão 3D TreshDê UFSC, pelo suporte na construção e manutenção dos primeiros modelos de impressora FFF.





*“I am credited with being one of the hardest workers and perhaps I am, if thought is the equivalent of labour, for I have devoted to it almost all of my waking hours. But if work is interpreted to be a definite performance in a specified time according to a rigid rule, then I may be the worst of idlers.”*

**-Nikola Tesla**



## **RESUMO**

Uma prótese convencional produzida na rede pública de saúde possui baixo grau de customização e uma grande fila de espera. Com o crescimento do movimento de impressão 3D caseira e a facilidade de compartilhamento de modelos livres, foi desenvolvido um dispositivo protético customizável e de baixo custo. Tal dispositivo permite a um profissional capacitado auxiliar a pessoa com deficiência a construir uma prótese eletromecânica sob medida. O conceito aqui descrito e desenvolvido conta com aquisição de sinal mioelétrico, filtragem analógica, processamento digital e acionamento da parte mecânica por meio de motores e fios tensores.

**Palavras-chave:** Impressão 3D. Prótese. Customização



## **ABSTRACT**

A conventional prosthetic device built on the public health service has a low degree of customization and a large waiting line. With the growing household 3D printing scene and the ease of model sharing, the production of a low cost, highly customizable prosthetic device was developed. Such device allows a skilled professional to help the person with disability to build a custom electromechanical prosthetic. The following concept documented and developed has myoelectric signal acquiring, analog filtering, digital signal processing and mechanical activation by motors and tensor cables.

**Keywords:** 3D printing. Prosthetics. Customization.



## LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Ossos da mão direita humana.....	29
Figura 2 - Potencial de ação causado por variação de carga elétrica. .....	30
Figura 3 - Diagrama de blocos do sistema.....	33
Figura 4 – Diagrama de blocos do amplificador de instrumentação INA128 (Texas Inc., USA). ....	34
Figura 5 – Filtro passa-altas com estrutura Sallen-Key e frequência de corte de 2Hz.....	35
Figura 6 – Filtro passa-baixas com estrutura Sallen-Key e frequência de corte de 500Hz. ....	36
Figura 7 – Filtro rejeita-faixas <i>notch</i> -60Hz. ....	37
Figura 8 – Retificador de Baixa Tensão. ....	38
Figura 9 – Resposta em frequência do conjunto de filtros em cascata: Passa-baixas 500Hz, Passa-altas 2Hz e rejeita faixa 60Hz. Banda de simulação de 1Hz a 5kHz.....	40
Figura 10 – (a) Resposta para um sinal senoidal de amplitude 1V como entrada do retificador, ao longo de 10ms. (b) Curva de transferência da saída em relação à entrada, em V/V, de -10V a 10V.....	41
Figura 11 – Esquemático completo portado para o DipTrace. ...	43
Figura 12 – Primeira impressora montada para realização dos protótipos.....	45
Figura 13 – Modelo de punho prostético. ....	46
Figura 14 – Curvas de nível do modelo. ....	47
Figura 15 – Modelo impresso montado. ....	48
Figura 16 – Peça que une a prótese ao motor. ....	49
Figura 17 – Montagem dos circuitos projetados em protoboard. ....	50
Figura 18 – Primeiro protótipo funcional. ....	51
Figura 19 – Sinal no tempo, filtrado. Amplitude 500mV/div e tempo 1s/div.....	52
Figura 20 – Primeiro protótipo em nível industrial. ....	53
Figura 21 – Placas entregues pela PCBWay.....	54
Figura 22 - Placa de aquisição com baterias, driver e conversor DC-DC .....	55
Figura 23 - Modelo final mecânico. ....	56
Figura 24 - QR Code do procedimento de testes .....	57
Figura 25 - Representação gráfica das amostras processadas. Em verde o sinal retificado, em laranja a posição angular do motor .....	58
Figura 26 - Teste de pinçar caneta.....	59
Figura 27 - Sustentação de garrafa .....	60

Figura 28 - Sustentação de sacola .....	61
---	----



## **LISTA DE QUADROS**

Quadro 1 – Valores dos componentes utilizados no projeto. ....	44
--	----



## **LISTA DE TABELAS**

Tabela 1 - Relação entrada-saída do filtro no domínio da frequência...	51
Tabela 2 - Volume de líquido versus dificuldade de sustentação.....	60
Tabela 3 - Custo de cada item consumível utilizado no projeto.....	62



## **LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS**

ABS – *Acrylonitrile Butadiene Styrene*

ADC – Analog to Digital Converter

D/A – Conversor Analógico-Digital

EMG – Eletromiograma

FFF – *Fused Filament Fabrication*

IEB-UFSC – Instituto de Engenharia Biomédica

LCI – Laboratório de Circuitos Integrados

LEEB – Laboratório de Ensino de Engenharia Biomédica

UFSC – Universidade Federal de Santa Catarina



## SUMÁRIO

<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO .....</b>	<b>27</b>
1.1	OBJETIVOS .....	27
1.1.1	Objetivo Geral.....	28
1.1.2	Objetivos Específicos .....	28
<b>2</b>	<b>FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA .....</b>	<b>29</b>
<b>3</b>	<b>DESENVOLVIMENTO .....</b>	<b>32</b>
3.1	Sistema de aquisição de dados .....	32
3.1.1	Filtros .....	34
3.1.2	Condicionamento de Sinal.....	37
3.1.3	Processamento de Sinal.....	38
3.2	IMPLEMENTAÇÃO PRÁTICA DO CIRCUITO.....	38
3.2.1	Implementação no DipTrace .....	42
3.3	IMPRESSÃO 3D DA PRÓTESE .....	44
3.4	CODIFICAÇÃO .....	49
<b>4</b>	<b>RESULTADOS E DISCUSSÕES .....</b>	<b>50</b>
4.1	VERIFICAÇÃO DO BLOCO DE FILTROS .....	50
4.2	MONTAGEM DO PROTÓTIPO E ACIONAMENTO .....	54
4.3	TESTES DE MOVIMENTAÇÃO .....	57
4.4	TESTE DE SUSTENTAÇÃO.....	58
4.4.1	Teste de pegar uma caneta .....	59
4.4.2	Teste de sustentação de garrafa .....	59
4.4.3	Teste de sustentação de sacola .....	60
4.5	CUSTOS FINAIS .....	61
<b>5</b>	<b>CONCLUSÃO .....</b>	<b>63</b>





## 1 INTRODUÇÃO

Um problema observado em nossa sociedade é o custo proibitivo de dispositivos protéticos, eletrônicos ou não. Neste trabalho se propõe uma prótese de membro superior, voltada a pacientes com amputação transradial, de baixo custo, impressa por manufatura aditiva disponível a nível residencial, com movimentação por comandos elétricos providos de sinais musculares do paciente. Esta abordagem possibilita a redução do custo de produção do dispositivo protético com o apoio da rede FabLab, além de permitir um grau de customização orientado pelo médico. Um FabLab é uma oficina de pequena escala que oferece serviços de prototipagem de dispositivos eletrônicos, corte a laser e impressão 3D.

Dentro desta proposta, convém lembrar que crianças portadoras de agenesia nem sempre recebem próteses pois as mesmas deixam de servir no período de 2 a 3 anos, tornando o investimento muito alto. A manufatura aditiva permite a rápida confecção de uma nova solução escalada, além de reaproveitar toda a parte eletrônica. A proposta se baseia no modelo *Phoenix Reloaded*, da *TeamUnLimbited*, uma instituição beneficente inglesa que tem como missão a difusão de tecnologias assistivas impressas.

O projeto aqui descrito se baseia na aquisição de sinais mioelétricos, que serão filtrados e então processados para controlar o movimento de um motor de passo responsável pelo controle de posicionamento da prótese impressa, e se atenta a ser suficientemente simples para tornar sua replicação acessível.

A prótese de membro superior executará sempre o movimento de fechar o punho, para segurar objetos, com o ângulo de fechamento proporcional a um sinal extraído por eletromiografia.

### 1.1 OBJETIVOS

O projeto tem como objetivo ofertar à comunidade uma prótese de mão impressa por manufatura aditiva da forma mais acessível possível, possibilitando que qualquer usuário tenha autonomia de replicar, com auxílio de um profissional capacitado, sem depender do projetista.

### 1.1.1 Objetivo Geral

O objetivo geral é a confecção de uma prótese articulada funcional, com mecânica baseada no modelo *Phoenix Reloaded*, da instituição *Team UnLimbited*, e controle por meio de sinal muscular voluntário do próprio usuário. Esta abordagem permite que pessoas com agenesia ou amputados possam controlar o dispositivo mesmo na ausência do membro, por meio de treino de outros músculos funcionais no corpo, como o bíceps.

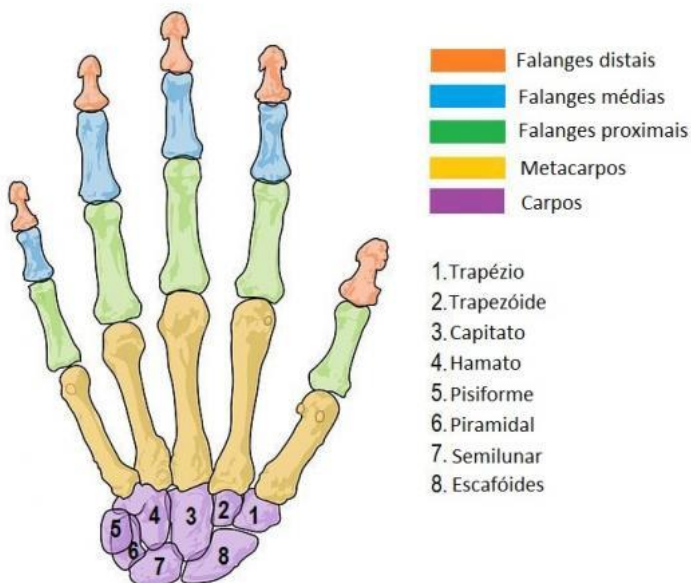
### 1.1.2 Objetivos Específicos

- Construir uma prótese que seja replicável e robusta, permitindo sua produção descentralizada por meio de rede colaborativa de impressão 3D;
- Desenvolver um sistema de eletromiografia de dois canais diferenciais;
- Desenvolver filtros seletores de frequência;
- O projeto será disponibilizado aberto para alterações da comunidade, onde o profissional que acompanha a pessoa com deficiência realizará as adaptações necessárias;
- Desenvolver kits da parte eletrônica, distribuídos a pessoas com autonomia e conhecimento suficiente para a montagem, de forma que não necessitem da presença do projetista. Esta abordagem permite a fácil difusão da tecnologia, ainda que propensa a mais erros de montagem por desconhecimento de algumas etapas da produção.

## 2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

A contração do ventre muscular produz um trabalho, em geral representado pelo deslocamento de um segmento do corpo. A mão humana é composta por 27 ossos e 37 músculos, conforme apresentado na Figura 1.

Figura 1 – Ossos da mão direita humana



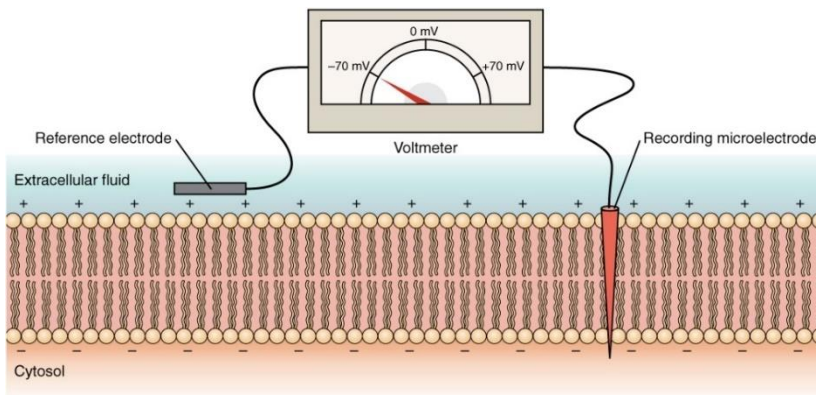
Fonte:

[https://t1.uc.ltmcdn.com/pt/images/1/3/2/img\\_22231\\_apa\\_23407\\_600.jpg](https://t1.uc.ltmcdn.com/pt/images/1/3/2/img_22231_apa_23407_600.jpg)

A fibra muscular é uma célula excitável. Como toda célula excitável, o potencial da membrana em qualquer tempo é uma função do gradiente eletroquímico de íons aos quais a membrana é permeável. O potencial de ação gerado pela contração muscular causado por estímulo neural altera a distribuição de cargas no fluido extracelular, causando uma diferença de potencial mensurável, representado na Figura 2. Esta variação de carga é conduzida por fluidos corporais, e pode ser detectada na superfície da pele por meio de eletrodos. Uma gama de equipamentos pode detectar a diferença de carga entre os eletrodos, amplifica-las, e registrar a variação de carga. Tal equipamento se chama eletromiógrafo,

ou EMG, e é utilizado para diagnosticar danos ao tecido muscular, ou às redes neurais responsáveis por disparar a contração muscular.

Figura 2 - Potencial de ação causado por variação de carga elétrica.



Fonte: <https://www.khanacademy.org/science/biology/human-biology/neuron-nervous-system/a/the-membrane-potential>

Segundo a Organização das Nações Unidas, aproximadamente 10% da população, cerca de 650 milhões de pessoas, vivem com uma deficiência. Segundo o censo demográfico brasileiro de 2010 realizado pelo IBGE, 271 mil catarinenses apresentam deficiência motora que lhes causa algum tipo de dificuldade.

Conforme a classificação de nível de amputação do Centro Catarinense de Reabilitação, uma amputação transradial é uma amputação abaixo do cotovelo, entre a articulação do punho e a articulação do cotovelo. Neste nível, a pessoa com deficiência não possui nenhuma das falanges, e não consegue realizar o movimento de preensão palmar e preensão tetradigital. A prótese posteriormente proposta realiza o movimento de preensão tetradigital, utilizando quatro dedos para prensar e segurar objetos na palma.

Serão utilizados os músculos do bíceps braquial devido a sua acessibilidade, aproximação com a região de ativação e facilidade de trabalho.

Segundo COHEN, a banda de interesse de um sinal do músculo esquelético é de 20 Hz a 500 Hz, com amplitudes típicas de 10  $\mu$ V a 100 mV. Como a energia do sinal é muito baixa e contaminada com ruído e

artefatos, é necessário utilizar um amplificador de instrumentação com entrada diferencial e referência em um ponto neutro do corpo. Dentre os materiais de apoio do departamento, foi escolhida a topologia de filtros ativos à amplificador operacional Sallen-Key de 2ª ordem para os filtros passa-baixa e passa-alta, e um filtro ativo *notch* de 2ª ordem centrado em 60 Hz. O sinal filtrado é então retificado e passa por um estágio de proteção do conversor analógico-digital.

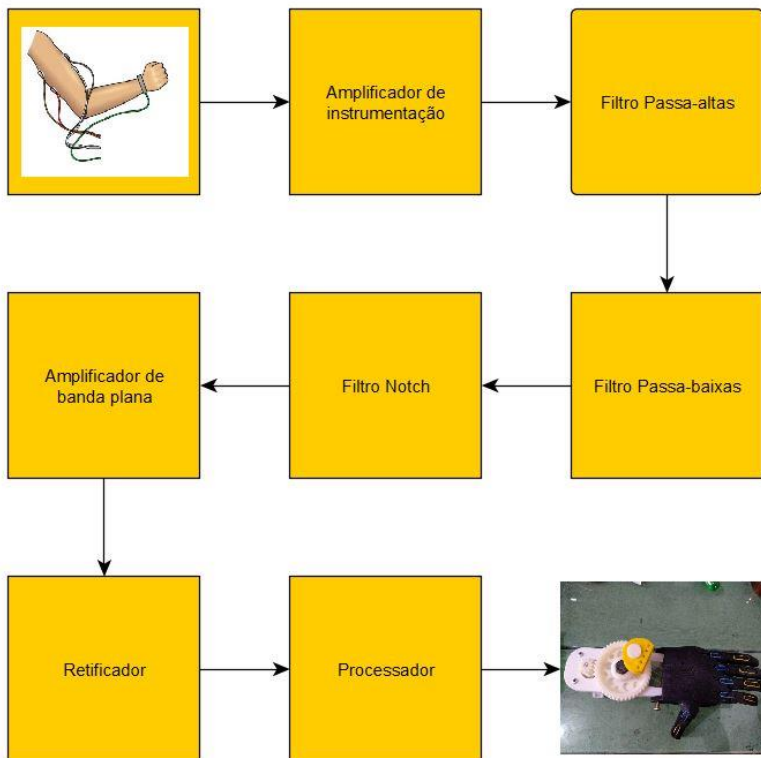
### **3 DESENVOLVIMENTO**

#### **3.1 Sistema de aquisição de dados**

A aquisição do sinal será feita por eletrodos de superfície facilmente adquiríveis em lojas de material clínico-hospitalar. O cabo escolhido é um cabo blindado de 3 vias, para incluir canal esquerdo, direito e referência, além de blindagem para minimizar interferência por radiação.

A cadeia de aquisição consiste em amplificador de instrumentação, filtros seletores de frequência, amplificadores de correção de ganho, retificador e por fim processador. Adicionalmente o processador controla a movimentação do motor. A Figura 3 sintetiza o diagrama de blocos do sistema.

Figura 3 - Diagrama de blocos do sistema

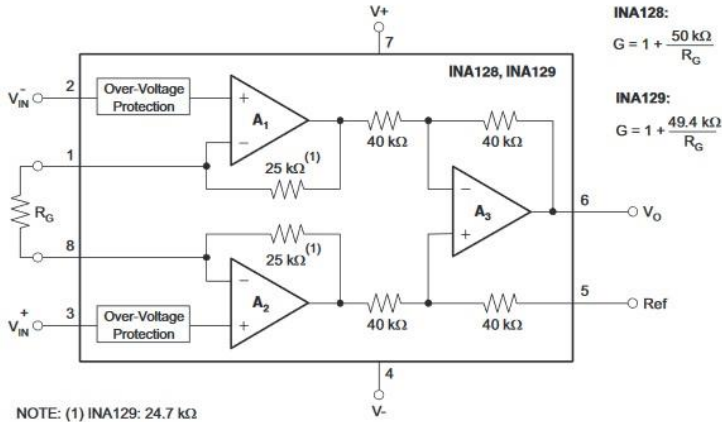


Fonte: Autor 2018.

O amplificador de instrumentação escolhido inicialmente foi o MAX4208, fornecido por meio de amostras pela fabricante Maxim Integrated Inc. (San Jose, California, USA). Entretanto, dificuldades da replicabilidade do circuito tornaram o INA128 uma escolha mais interessante, tanto pelo custo quanto pela disponibilidade e encapsulamento. A entrada do circuito segue a topologia típica apresentada na folha de dados, com uma entrada diferencial, uma referência e um resistor de ganho, conforme Figura 4. Conforme a Equação (1) o ganho deste amplificador foi definido  $R_G$  como 1  $k\Omega$  para um ganho de 34 dB em todas as frequências.

$$G = 1 + \frac{50k\Omega}{R_G} \quad (1)$$

Figura 4 – Diagrama de blocos do amplificador de instrumentação INA128 (Texas Inc., USA).



Fonte: <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/ina129.pdf>.

### 3.1.1 Filtros

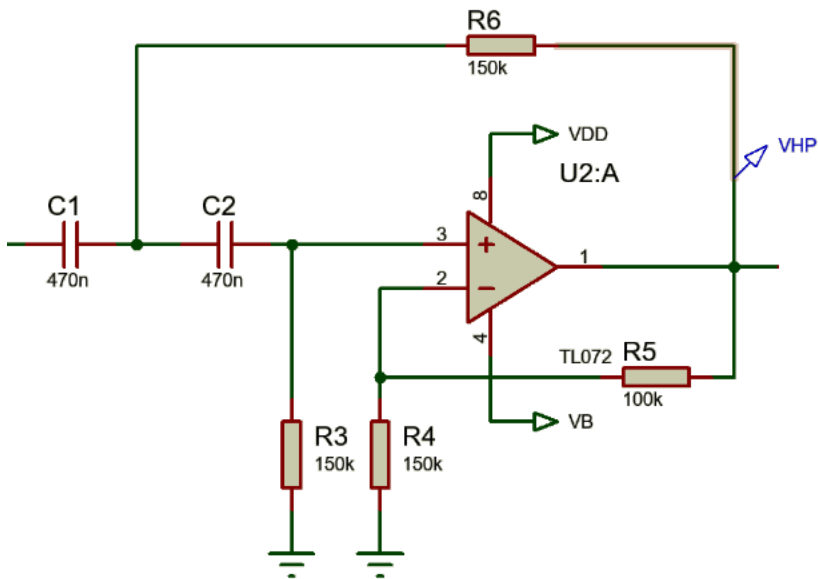
O filtro passa-altas, conforme Figura 5, é composto por 1 amplificador operacional e um conjunto de 4 resistores e 2 capacitores em arranjo Sallen-Key, que definem a frequência de corte e o ganho em banda plana. A frequência de corte deste filtro é dada pela Equação (2), e foi escolhida frequência de corte em  $f = 20 \text{ Hz}$ . É possível definir os valores dos resistores e capacitores que compõem o filtro por meio da Equação 2, enquanto a Equação 3 é utilizada para obter o valor dos resistores que definem o ganho em banda plana do circuito.

$$f_c = \frac{1}{2 \cdot \pi \cdot \sqrt{C1 \cdot C2 \cdot R3 \cdot R6}} \quad (2)$$

$$Av = 1 + \frac{R5}{R4} \quad (3)$$



Figura 5 – Filtro passa-altas com estrutura Sallen-Key e frequência de corte de 2Hz.



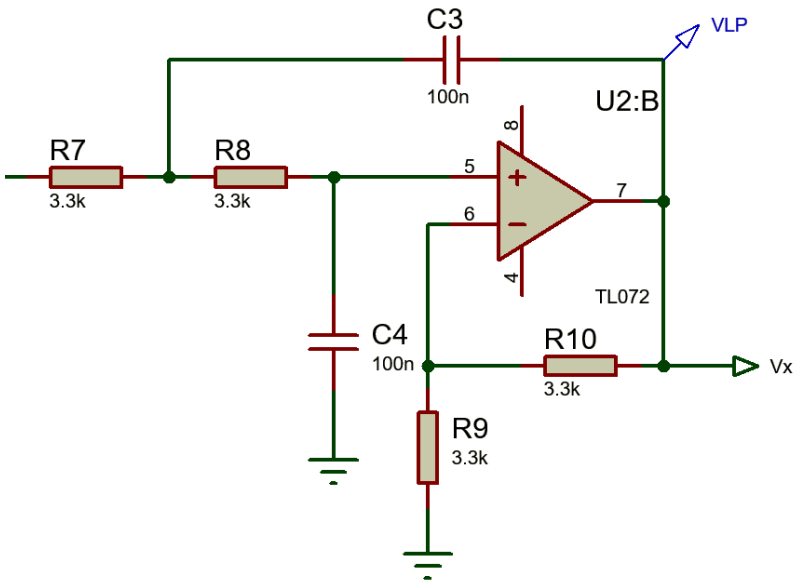
Fonte: Autor 2018.

O filtro passa-baixas, conforme Figura 6, é composto por 1 amplificador operacional e um conjunto de 4 resistores e 2 capacitores em arranjo Sallen-Key. A frequência de corte deste filtro é dada pela Equação (4), e foi escolhida frequência de corte em  $f = 500 \text{ Hz}$ . O ganho de banda plana é dado pela Equação (5).

$$f_c = \frac{1}{2 * \pi * \sqrt{C3 * C4 * R7 * R8}} \quad (4)$$

$$Av = 1 + \frac{R10}{R9} \quad (5)$$

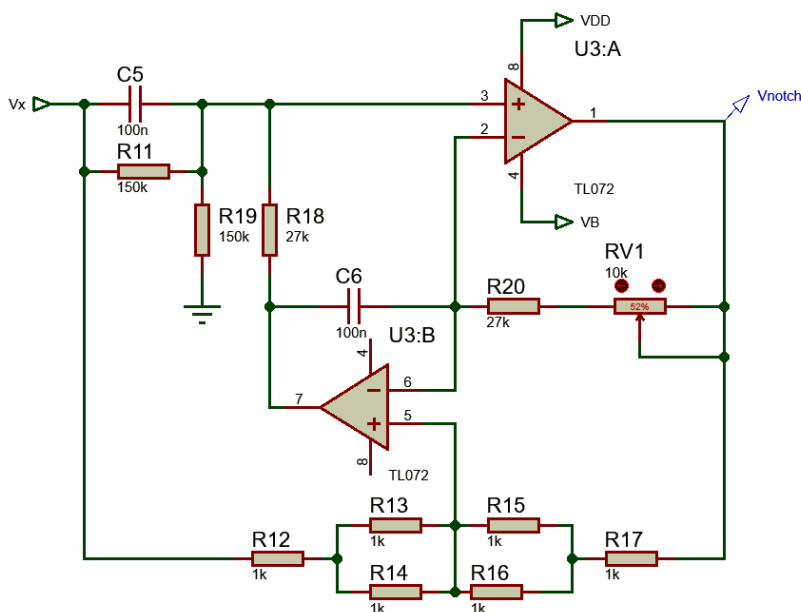
Figura 6 – Filtro passa-baixas com estrutura Sallen-Key e frequência de corte de 500Hz.



Fonte: Autor 2018.

O filtro rejeita-faixas, conforme Figura 7, é composto por 2 amplificadores operacionais, 10 resistores e 2 capacitores em arranjo *notch*. Um resistor variável permite o ajuste fino da frequência central, corrigindo variação entre os componentes fixos.

Figura 7 – Filtro rejeita-faixas *notch*-60Hz.

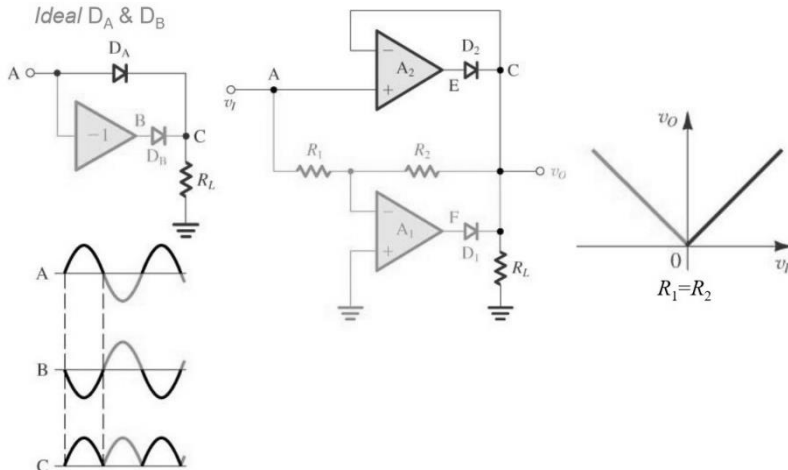


Fonte: Autor 2018.

### 3.1.2 Condicionamento de Sinal

Os blocos de filtros são conectados em cascata, e em seguida conectados ao retificador de precisão. É necessário retificar o sinal pois o intervalo de operação do conversor analógico-digital inclui apenas valores de 0 a 5V. Devido à baixa amplitude do sinal trabalhado, não se pode utilizar um retificador a diodo em ponte simples, pois os efeitos de não-linearidade são severos. Uma aplicação exemplo, obtida na lista de material suplementar do Laboratório de Circuitos Integrados (LCI-UFSC), utiliza 2 amplificadores operacionais, 2 resistores e 2 diodos de sinal, em um arranjo de forma que cada amplificador conduz um semiciclo das componentes alternadas, sem problemas de distorção nem atraso na faixa de amplitude e frequência de interesse.

Figura 8 – Retificador de Baixa Tensão.

**Full-wave rectification**

Fonte: <http://www.lci.ufsc.br/electronics/transparencias/Lecture%205-Nonlinear%20analog%20circuits%202018-2.pdf>.

Por fim se adicionou um amplificador de ganho variável para ajuste fino do conjunto, e um bloco buffer para proteção do conversor analógico-digital.

### 3.1.3 Processamento de Sinal

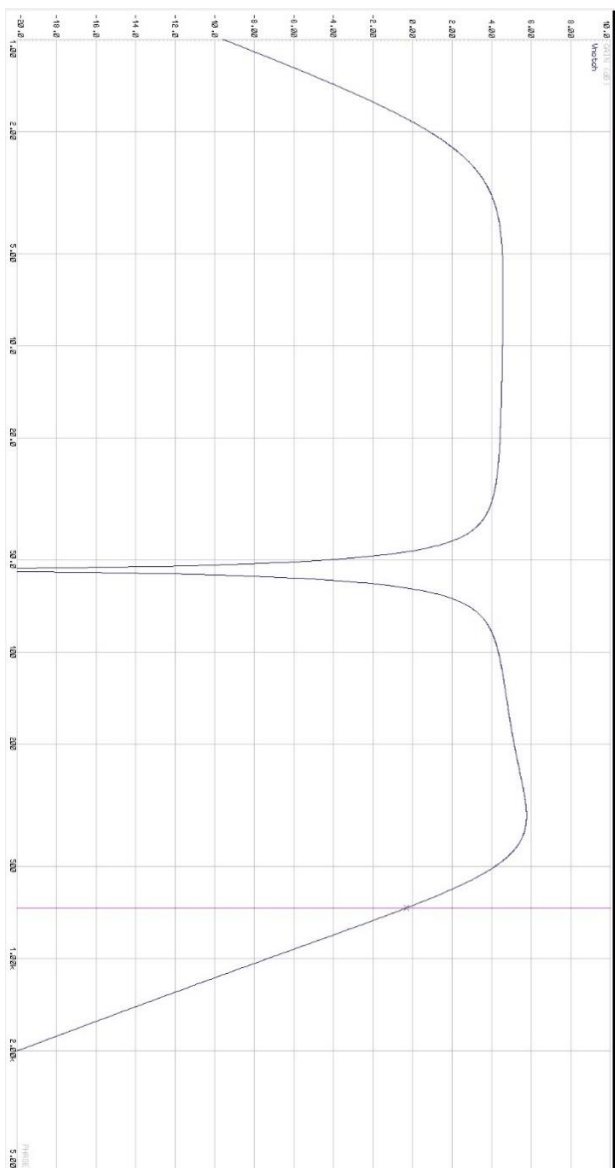
O controlador escolhido para processar o sinal foi o ATmega328P da Microchip (Chandler, Arizona, USA), pois possui baixo custo de implementação. O mesmo já é bem difundido na comunidade acadêmica e de entusiastas devido a plataforma Arduino, o que torna sua documentação e acesso facilitados. A taxa de amostragem para o processamento será de 2000 amostras por segundo, que é duas vezes a taxa de Nyquist da componente de maior frequência que se deseja amostrar. O algoritmo está descrito na sessão 2.5 (Codificação).

## 3.2 IMPLEMENTAÇÃO PRÁTICA DO CIRCUITO

O circuito proposto foi simulado utilizando o software Proteus 8, versão de demonstração, que permite a rápida simulação sem salvar o arquivo. Verificando a resposta em frequência do circuito (Figura 9), e a

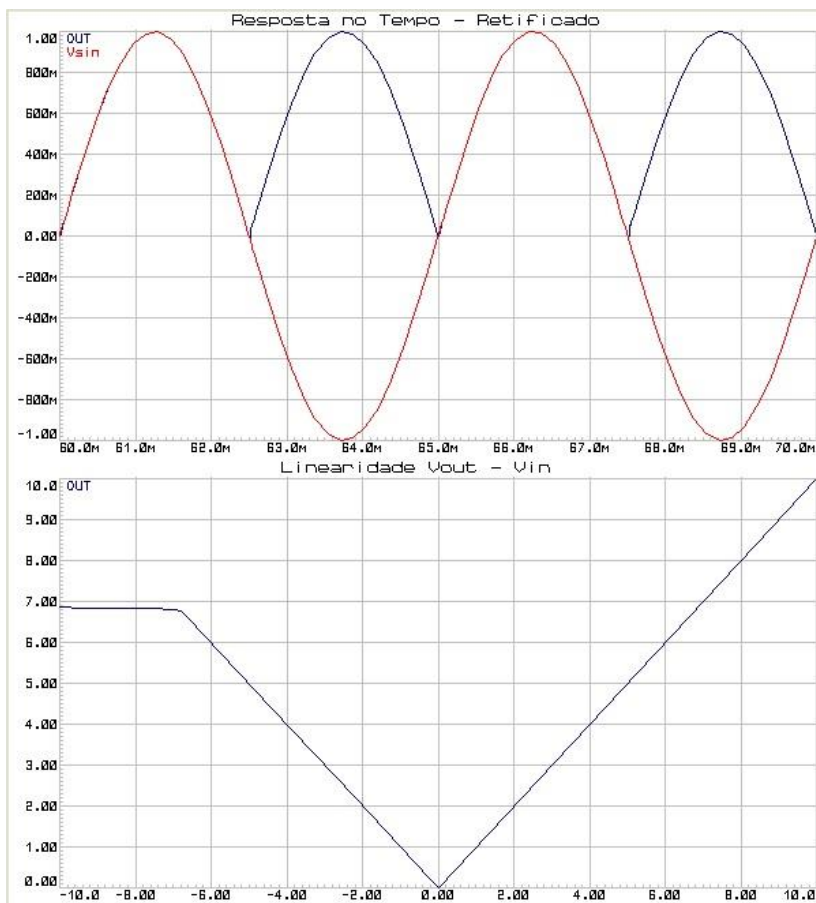
linearidade do retificador (Figura 10), todo o esquemático foi refeito no programa DipTrace 3.1.0.1, desenvolvido pela Novarm (sem localização), com licença Freeware. A mesma permite um esquemático e projeto de placa de circuito impresso de até 300 pinos, que é mais do que suficiente para este projeto, e restringe o uso comercial, que não é o objetivo.

Figura 9 – Resposta em frequência do conjunto de filtros em cascata: Passa-baixas 500Hz, Passa-altas 2Hz e rejeita faixa 60Hz. Banda de simulação de 1Hz a 5kHz



Fonte: Autor 2018.

Figura 10 – (a) Resposta para um sinal senoidal de amplitude 1V como entrada do retificador, ao longo de 10ms. (b) Curva de transferência da saída em relação à entrada, em V/V, de -10V a 10V.



Fonte: Autor 2018.

### **3.2.1 Implementação no DipTrace**

O esquemático completo, incluindo capacitores de desacoplamento, se encontra na Figura 11. O Quadro 1 inclui os valores de cada componente escolhido. Durante a migração de software, alguns componentes tiveram seu identificador alterado. A lista de partes utilizada, que consta no Quadro 1, se refere ao esquemático final.





Quadro 1 – Valores dos componentes utilizados no projeto.

Resistor R1, R2, R4, R9, R11, R21.	150 k $\Omega$
Resistor R3, R19, R20	100 k $\Omega$
Resistor R5, R6, R7, R8	3.3 k $\Omega$
Resistor R10, R12	27 k $\Omega$
Resistor R13, R14, R15, R16, R17, R18, R23	1 k $\Omega$
Resistor R22	330 $\Omega$
Resistor R24, R25	10 k $\Omega$
Potenciometro linear U4	10 k $\Omega$
Potenciometro linear U6	10 k $\Omega$
Capacitor C1, C2	470 nF
Capacitor C3, C4, C5, C6, CD1, CD2, CD3, CD4, CD5, CD6, CD7	100 nF
Diodo D1, D2	1N4148
Diodo zener 4.7V D3	1N4732A
Amplificador de Instrumentação U1	INA128
Amplificador de baixo ruído U3 e U5	TL074
Amplificador de baixo ruído U4	TL071
Conectores IN, ADC, RAW	Barra pino
Conector Power 1 e 2	Conector de bateria

Fonte: Autor 2018.

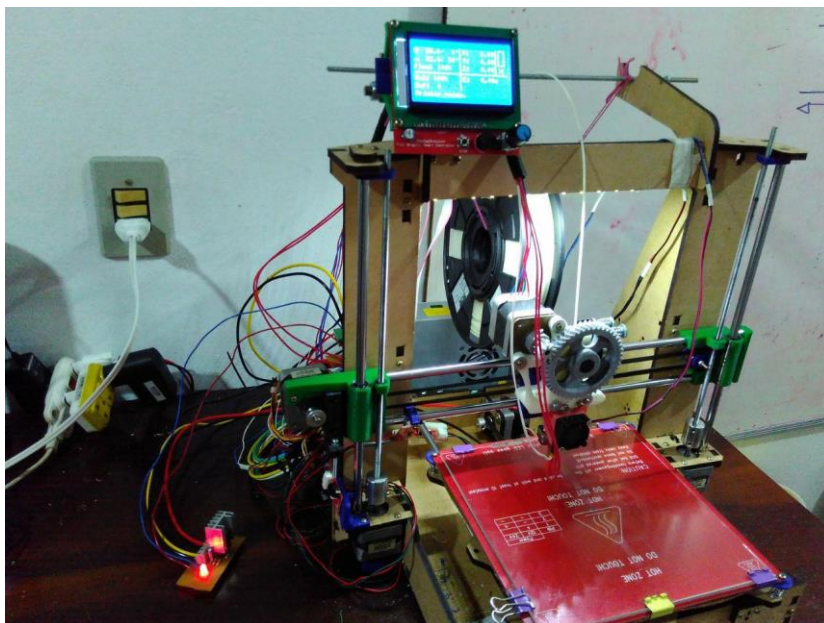
Foi adicionado um circuito de referência de tensão, opcional, em caso de se utilizar apenas uma bateria de 9V. Esse circuito dá origem a um terra virtual em 4.5V, e torna possível o uso de alimentação não-simétrica. Entretanto, devido a limitações de saturação no TL074, o sinal perde a linearidade em aproximadamente 1V<sub>pico</sub>, dificultando muito o processamento. O amplificador TL074 foi escolhido por ser o menos ruidoso da série TL0XX, da Texas Instruments, facilmente acessível no mercado.

### 3.3 IMPRESSÃO 3D DA PRÓTESE

A prótese impressa por manufatura aditiva requeria uma impressora 3D residencial ou um serviço de impressão, e o aluno optou por desenvolver uma impressora. O modelo de impressora escolhido foi a Graber i3 (Figura 12), amplamente difundida na comunidade de impressoras 3D. A mesma opera em coordenadas cartesianas,

movimentando a mesa aquecida no eixo Y enquanto a extrusora se desloca no plano XZ. A primeira versão tinha estrutura em MDF cortado a laser pela Pronto3D, Laboratório de Prototipagem e Novas Tecnologias Orientadas ao 3D, uma rede de laboratórios dentro da UFSC, que oferece aos alunos de graduação e pós-graduação um serviço sem custos, desde que tenha fins acadêmicos. O orçamento para a construção da impressora foi de aproximadamente R\$800,00 do próprio estudante, que importou motores, mesa aquecida, rolamentos, tela LCD e correias, e comprou localmente os parafusos e guias lineares. A primeira versão estrutural completa está na Figura 15. Apesar do acabamento precário e solução de baixo custo, esta impressora possuía boa qualidade de impressão.

Figura 12 – Primeira impressora montada para realização dos protótipos.



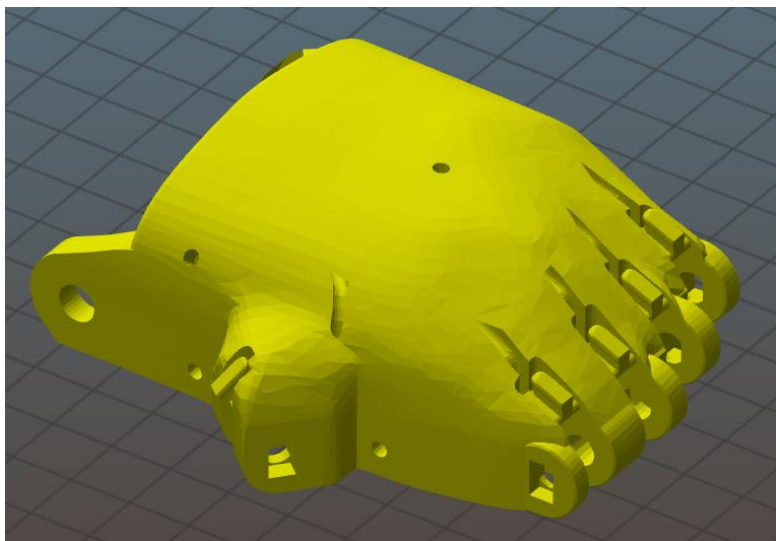
Fonte: Autor 2017.

Os modelos foram obtidos no portal *thingiverse.com*, mantido pela empresa Makerbot (Brooklyn, New York, USA). Este portal é um dos maiores repositórios de modelos 3D gratuitos disponíveis. O modelo escolhido para a primeira prótese foi o braço Alfie, publicado pelo grupo

*Team UnLimbited*, que desenvolve e doa próteses voltadas ao público infantil.

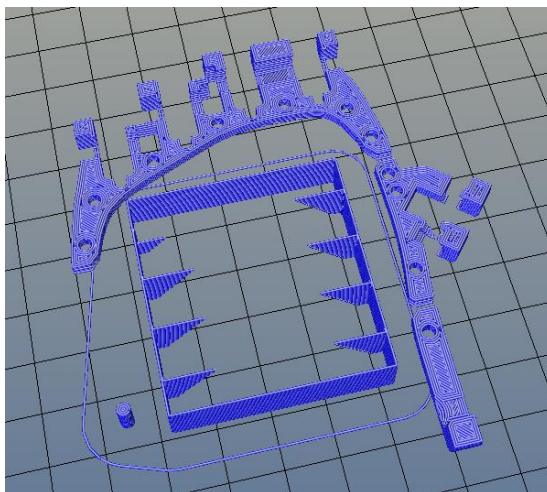
Por meio de um programa fatiador, os modelos são convertidos de sólidos de superfície fechada para curvas de nível no plano XY, e então convertidos para um sistema de segmentos coordenados em formato *.gcode*, que é a extensão reconhecida pela máquina para coordenar os movimentos e perfis de temperatura. O fatiador escolhido foi o Slic3r, programa de software livre desenvolvido por Alessandro Ranellucci. A Figura 13 exemplifica a renderização do modelo do punho, enquanto a Figura 14 mostra as curvas de nível e caminhos gerados.

Figura 13 – Modelo de punho prostético.



Fonte: Autor 2017.

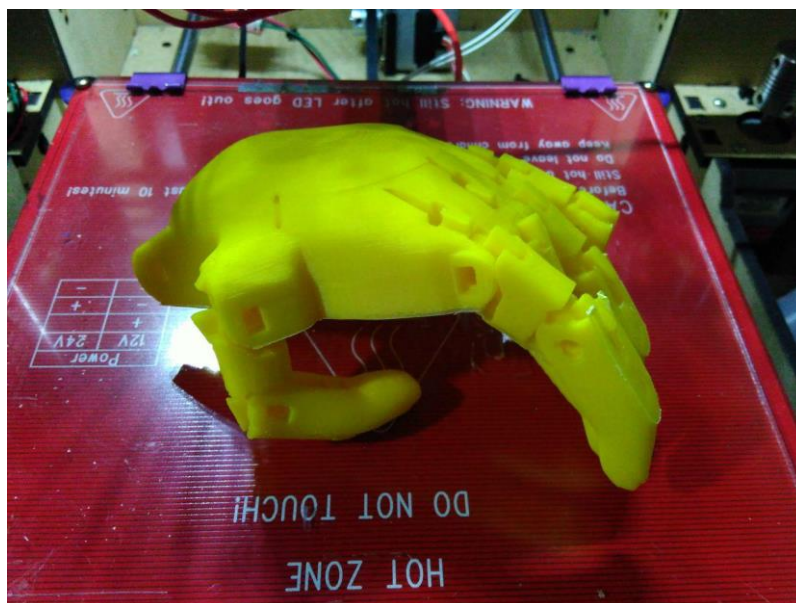
Figura 14 – Curvas de nível do modelo.



Fonte: Autor 2017.

A manufatura aditiva FFF (fabricação por filamento fundido) consiste em preencher o contorno do objeto com linhas sólidas que conferem rigidez mecânica, enquanto o interior é preenchido com linhas espaçadas em padrão gradeado, geralmente com densidade 20%, que economizam material e servem de sustento para as camadas superiores. Peças que não são submetidas a stress mecânico muitas vezes podem ser impressas ocas para reduzir ainda mais o peso. A prótese escolhida é composta por 21 peças, que são 1 punho, 5 falanges médias, 5 falanges distais, 9 pinos de articulação e 1 suporte de antebraço. As falanges proximais já se encontram embutidas na peça do punho. O modelo completo, já montado (Figura 15), demorou 11 horas e 25 minutos para ser impresso, consumindo 120g de material ABS. O movimento é feito tracionando-se fios de nylon que são presos às pontas das falanges distais, enquanto o retorno à posição de repouso é realizado por um conjunto de elásticos de cabelo comuns, adquiríveis em lojas de cosméticos e farmácias.

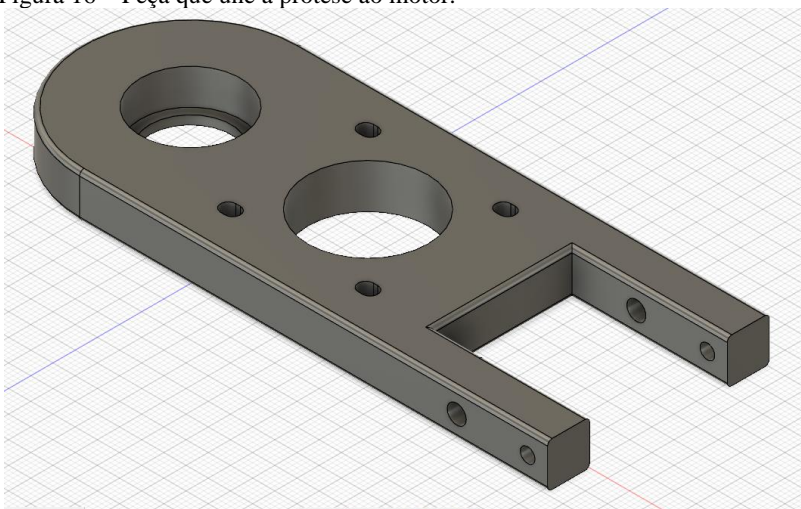
Figura 15 – Modelo impresso montado.



Fonte: Autor 2017.

Este modelo foi anexado a uma peça criada pelo autor no software Fusion 360, versão educacional, desenvolvido pela AutoDesk (San Rafael, Califórnia, USA). A peça projetada unia a prótese a um conjunto de engrenagens redutoras e um motor, que seria o responsável pelo tensionamento das falanges (Figura 16). O motor escolhido foi o Nema17 de 1.7 A, padrão no ambiente de impressoras 3D. O controle do motor é feito por driver A4988, que controla motores de passo, tipicamente empregado em impressoras caseiras por seu baixo custo e facilidade de implementação. As engrenagens utilizadas são as mesmas do conjunto de extrusão, com relação 11 para 48 dentes. Dessa maneira o movimento se torna aproximadamente 5 vezes mais lento, mas se ganha torque proporcionalmente.

Figura 16 – Peça que une a prótese ao motor.



Fonte: Autor 2018.

### 3.4 CODIFICAÇÃO

O algoritmo de processamento foi desenvolvido pensando na praticidade. Ele consiste em amostrar o sinal a uma taxa de 2000 amostras por segundo, registrar em um vetor a leitura analógica sobrescrevendo a leitura mais antiga, e realizar a média aritmética da memória. Este valor é proporcionalmente aplicado ao deslocamento do motor de passo, que confere movimento à prótese. A documentação se encontra no Apêndice A.

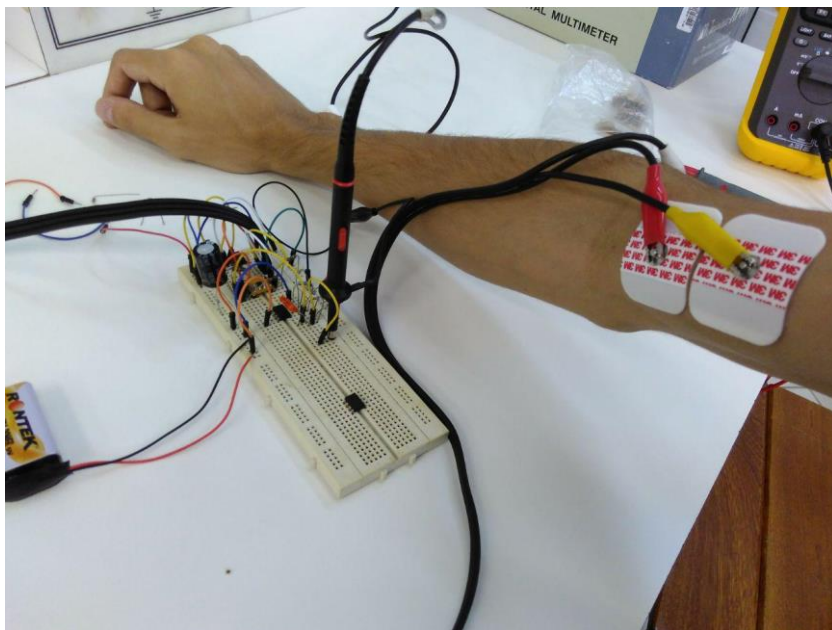


## 4 RESULTADOS E DISCUSSÕES

### 4.1 VERIFICAÇÃO DO BLOCO DE FILTROS

Se verificou todas as frequências de corte do filtro implementado. O projeto foi montado em matriz de contatos (Figura 17), onde se verificou cada uma das especificações definidas no item 2.1.2, e então se escreveu a Tabela 1 com os resultados. Para verificar as frequências de corte, foi utilizado um gerador de sinais, seguido de um atenuador 99x composto por 1 resistor de 1 k $\Omega$  e 1 resistor de 100 k $\Omega$ . Isso foi necessário pois o amplificador de instrumentação estava configurado para um ganho de 50 V/V, e um sinal de entrada maior que 4 mV resultava em perda da linearidade, que é essencial ao circuito. Além disso, o ponto de medida foi logo à saída do filtro *notch*, pois o sistema deixa de ser linear na etapa de retificação.

Figura 17 – Montagem dos circuitos projetados em protoboard.



Fonte: Autor 2017.

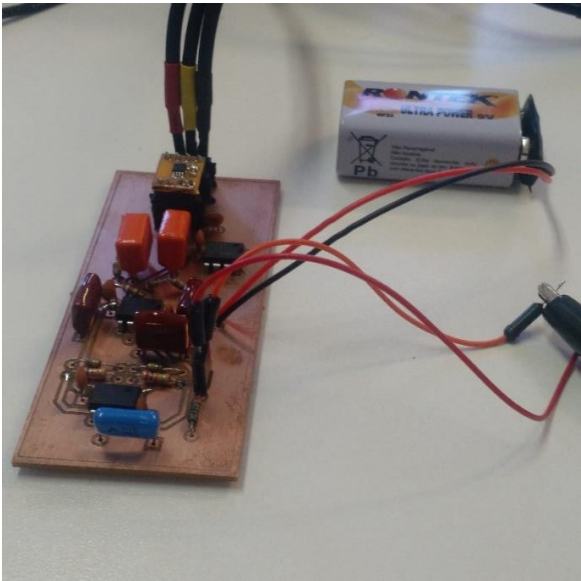


Tabela 1 – Relação saída-entrada do filtro no domínio da frequência

Frequência (Hz)	Entrada (V)	Saída (V)	Ganho (dB)
10	0,96	1,62	4,4
20	1,04	1,73	4,42
50	1,08	0,68	-4,09
60	2,08	0,018	-41,40
100	1,00	1,64	4,33
200	1,04	1,87	5,14
500	1,08	1,73	4,12
1000	0,96	0,41	-7,23
2000	0,96	0,096	-20,00

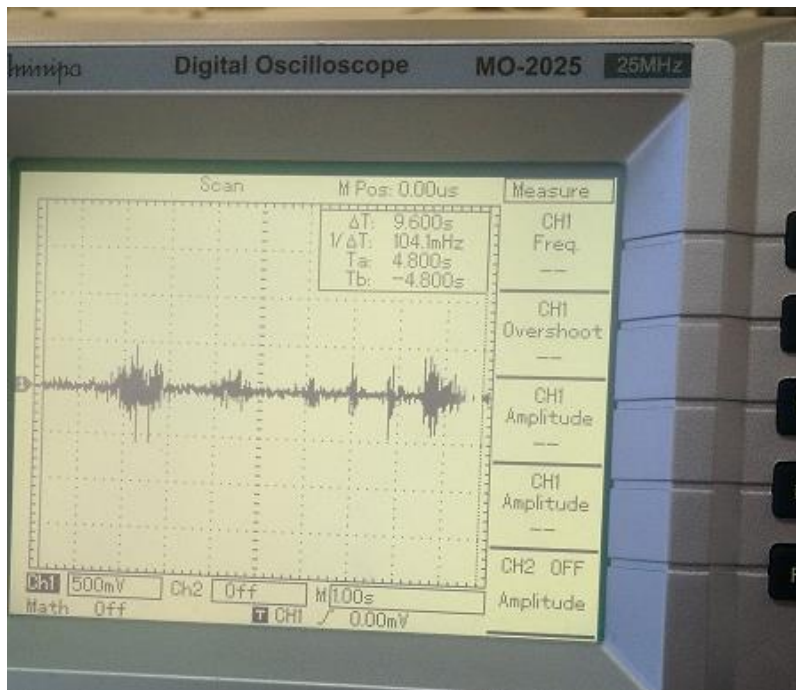
O primeiro protótipo realizado em placa de circuito impresso, a fim de verificar a frequência de corte prática dos filtros e se seria viável, foi fresado no Instituto de Engenharia Biomédica (IEB-UFSC). O esquemático contava apenas com amplificador de instrumentação e os filtros. Foi atestada sua funcionalidade com o osciloscópio isolado Minipa MO-2025 do LEEB-UFSC. A montagem está na Figura 18, e resultados da aquisição na Figura 19. Os cabos e eletrodos para a aquisição de sinal foram cedidos pelo IEB-UFSC

Figura 18 – Primeiro protótipo funcional.



Fonte: Autor 2017.

Figura 19 – Sinal no tempo, filtrado. Amplitude 500mV/div e tempo 1s/div.



Fonte: Autor 2017.

O sinal representado na Figura 19 ao longo de 10 segundos apresenta 500mV de pico nos momentos de contração muscular máxima. Atestada a funcionalidade, um segundo protótipo, com qualidade industrial, foi encomendado na empresa Mazza G-Tec, fabricante nacional de placas de circuito impresso. O novo projeto conta com *silk*, assinatura, logo da UFSC e a mesma disposição de componentes da primeira versão, com encapsulamento corrigido (Figura 20). Os novos cabos de aquisição do sinal foram confeccionados a partir de cabos blindados para áudio, por contarem com malha de proteção e um par de fios. A conexão com os eletrodos se dá por meio de garras do tipo jacaré, e a conexão com a placa é feita por meio de conectores Dupont macho-fêmea.

Figura 20 – Primeiro protótipo em nível industrial.



Fonte: Autor 2017.

Os resultados foram bem similares aos da primeira placa, mas com o processo industrial foi possível padronizar a confecção e obter 10 cópias para futuros testes, pois se julgava necessárias. Posteriormente, uma revisão no projeto as tornou obsoletas. O terceiro lote de placas foi encomendado na PCBWay, uma fabricante chinesa com alta qualidade e baixo custo. A nova versão adicionou máscara de solda, uma nova assinatura, a etapa de retificação de sinal, proteção ao ADC e substituiu todos os encapsulamentos possíveis por versões SMD, a fim de reduzir área e custos nos componentes. A encomenda custou R\$80,00 entre serviço de confecção e frete, e retornou 10 unidades (Figura 21).

Os componentes foram encomendados na distribuidora Tayda, que conta com um bom catálogo de passivos e ativos, baixo custo e frete moderadamente demorado. Ao total, os componentes necessários para a confecção de 10 unidades do circuito custaram R\$120,00.

Figura 21 – Placas entregues pela PCBWay.



Fonte: Autor 2018.

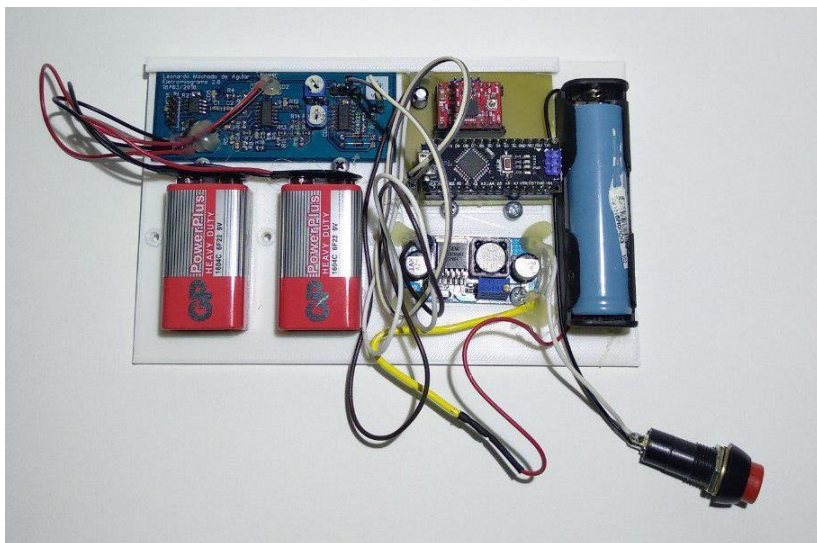
## 4.2 MONTAGEM DO PROTÓTIPO E ACIONAMENTO

Após a montagem do circuito, o mesmo foi conectado a um Arduino Nano V3 executando o código compilado do Apêndice A. O Arduino foi conectado a um driver de motor de passo A4988 e a um conversor DC-DC para controle do motor. A montagem final, apoiada em placa de sustentação impressa, se encontra na Figura 22. Em revisões futuras deste projeto, uma placa única será responsável por toda a cadeia de aquisição, filtro, controle e atuação.

Após ser feita a aquisição de sinal e o processamento, o motor é ativado, andando em passos proporcionalmente à amplitude de saída. Esse movimento é transmitido à engrenagem maior, que puxa o prendedor e tensiona as falanges, proporcionando movimento à mão.

Durante os testes práticos, se observou falta de torque para tensionar a prótese, e uma iteração no dimensionamento das engrenagens e sua relação de dentes foi realizada. O novo modelo conta com uma engrenagem de 9 dentes fixada a um motor NEMA17 de 2.1A, acoplada a uma engrenagem de 72 dentes, fixada ao sistema por rolamento 608 e parafuso M8 30mm. A Figura 23 apresenta o modelo mecânico final de apresentação.

Figura 22 - Placa de aquisição com baterias, driver e conversor DC-DC



Fonte: Autor 2018.

Figura 23 - Modelo final mecânico.

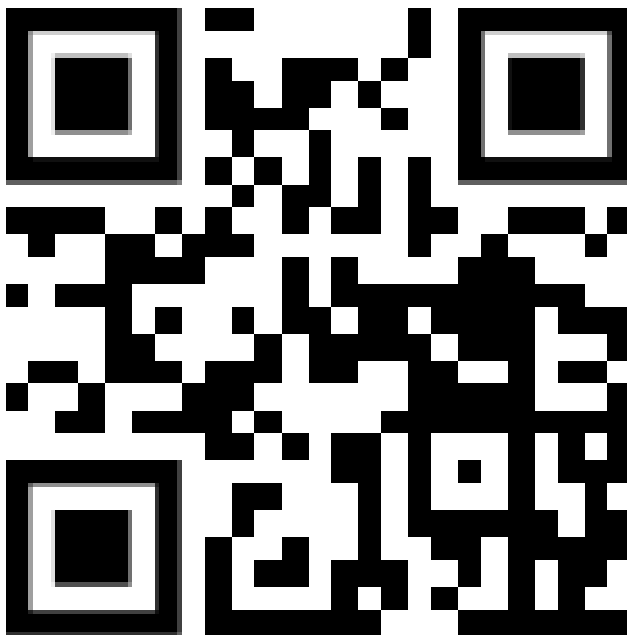


Fonte: Autor 2018.

### 4.3 TESTES DE MOVIMENTAÇÃO

O protótipo completo foi testado apenas no autor deste documento. Foram realizados testes de deslocamento das falanges em função da intensidade do sinal muscular aplicado, testes de sustentação dos dedos para diferentes pesos e a repetibilidade de cada ação. Os testes e resultados podem ser visualizados em um vídeo hospedado na plataforma Youtube, onde a Figura 24 é um QR-Code que redireciona para o mesmo. Alternativamente, o vídeo pode ser acessado pelo seguinte link: <https://youtu.be/dRGHVrhc-jM>

Figura 24 - QR Code do procedimento de testes



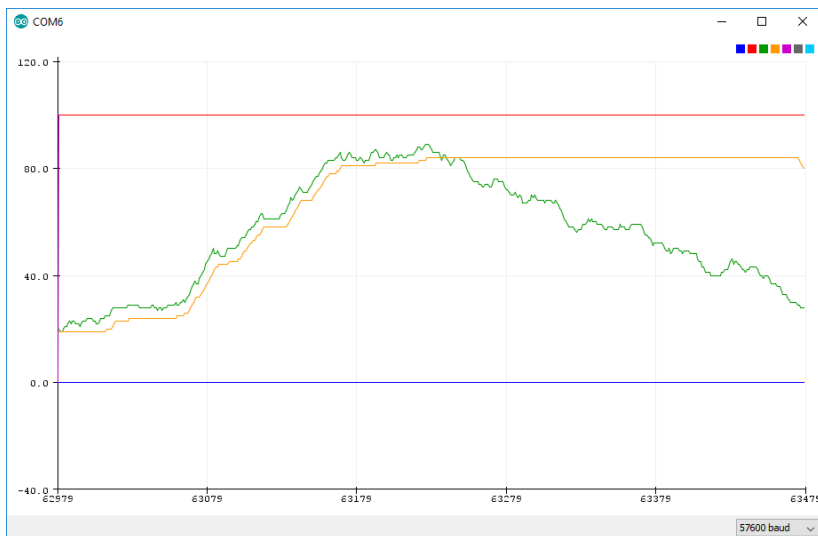
Fonte: Autor 2018.

Fixando os eletrodos de superfície na pele do paciente, e monitorando a tensão de saída do filtro no osciloscópio, se ajustou o



ganho até não haver mais saturação. A saída foi então conectada ao microcontrolador, executando o código do apêndice A. O movimento das falanges correspondeu ao esperado, com retração imediata à aplicação de força nos músculos. Foi verificado que após atingir o pico de intensidade do sinal muscular, o mesmo decai, mesmo enquanto a força é constante e máxima. Esta etapa foi corrigida adicionando uma condição ao código, onde o movimento de relaxação da prótese só ocorre quando a intensidade do sinal muscular cai abaixo de um limiar definido em código, nesse caso 30% do pico do sinal registrado. A Figura 25 apresenta o sinal processado ao longo do número de amostras.

Figura 25 - Representação gráfica das amostras processadas. Em verde o sinal retificado, em laranja a posição angular do motor



Fonte: Autor 2018.

#### 4.4 TESTE DE SUSTENTAÇÃO

O teste de sustentação realizado consistia em manter constante um sinal na entrada do microcontrolador, de forma a definir uma posição fixa para a prótese, e em seguida aplicar uma carga padronizada, a fim de testar



a firmeza dos apoios. As cargas padronizadas foram objetos do cotidiano, que a pessoa com deficiência pode ter dificuldade em manusear. Se escolheu uma garrafa de água de 500mL, uma sacola plástica de supermercado com 200g de itens genéricos e uma caneta esferográfica.

#### 4.4.1 Teste de pegar uma caneta

O teste consiste em tentar pinçar uma caneta esferográfica em superfície plana. Enquanto uma ajudante segura a câmera, o usuário segura a prótese pelo motor e realiza movimentos musculares para abrir e fechar as falanges. Foi observada grande dificuldade devido ao baixo atrito da ponta dos dedos, além de desalinhamento entre os dedos indicador e polegar, devido a limitação de mobilidade, não realizando pegada. Uma execução entre dez tentativas obteve sucesso (Figura 26).

Figura 26 - Teste de pinçar caneta



Fonte: Autor 2018.

#### 4.4.2 Teste de sustentação de garrafa

O teste consiste em pegar uma garrafa PET de 500mL, com líquido. Enquanto uma ajudante segura a câmera, o usuário segura a prótese pelo motor e realiza movimentos musculares para abrir e fechar

as falanges. Foi construída a tabela 2 relacionando a dificuldade de suspensão em relação à quantidade de líquido. A figura 27 apresenta o ambiente de testes.

Figura 27 - Sustentação de garrafa



Fonte: Autor 2018.

Tabela 2 – Volume de líquido versus dificuldade de sustentação.

Preenchimento (mL)	Dificuldade
0	Alta
50	Média
100	Alta
150	Alta
200	Impossível

Se observou que o tamanho da mão, dimensionada conforme a mão de uma criança, é muito pequena e não possui pegada o suficiente para manejo do objeto. Com a garrafa vazia, por vezes o aperto é muito forte e a mesma escapa. Com um pouco do volume preenchido por água, a aderência é facilitada, entretanto a adição de líquido torna novamente difícil segurar e manusear.

#### 4.4.3 Teste de sustentação de sacola

O teste consiste em sustentar uma sacola com itens diversos, e aumentar a carga até se observar uma abertura completa da mão (Figura 28). Foi adicionado como conteúdo: uma garrafa parcialmente preenchida com água, de 142g; um rolo de nylon de 15g; uma chave de fenda de 48g; uma caneta esferográfica de 5g; um alicate de corte de 46g; um vidro de thinner de 95g e uma caixa de fita isolante de 56g. Ao total, o conjunto pesava 410g contando a sacola. Este peso não foi suficiente para realizar perda de passo no motor e o teste foi considerado satisfatório.

Figura 28 - Sustentação de sacola



Fonte: Autor 2018.

#### 4.5 CUSTOS FINAIS

Ao fim dos testes, foi contabilizado todo o recurso financeiro necessário ao desenvolvimento, a fim de se atestar a característica de baixo custo. Componentes passivos foram contabilizados como um todo. O custo do serviço de impressão considera apenas o material consumido, descartando o custo de máquina e de pessoal. Componentes ativos, cabos, conectores e eletrodos foram listados conforme o custo individual. Todos os gastos estão na tabela 3.

Tabela 3 – Custo de cada item consumível utilizado no projeto

Item	#	Custo unitário (R\$)	Custo total (R\$)
Componentes passivos para 10 placas	1	120	120
TL074	2	2	4
Amplificador INA128	1	30	30
Eletrodo 3M 2223BRQ x50	1	35	35
Filamento de impressão ABS 250g	1	20	20
Motor Nema17 4kgcm	1	70	70
Arduino Nano	1	20	20
Driver A4988	1	10	10
Elástico ortodôntico 500 unidades	1	10	10
Fabricação da PCB + frete	1	80	80
Rolamento 608	1	2	2
Parafuso M8 40mm	1	3	3
<b>Custo total do projeto</b>			<b>404</b>

Considerando que o gasto em componentes passivos e produção de placas foi para 10 unidades, pode-se dizer que o custo por projeto é reduzido para R\$224,00. Quando não se considera o gasto em mão de obra do engenheiro e do técnico em fisioterapia que acompanha o paciente, o projeto se torna muito mais barato que o custo inicial de uma prótese estética.

## 5 CONCLUSÃO

A proposta inicial de se desenvolver um dispositivo eletromecânico acessível e replicável foi cumprida. Além de se documentar devidamente as instruções para a produção independente da parte mecânica, se verificou o correto acionamento por meio de sinal muscular. Os testes práticos de situações corriqueiras mostraram que a prótese não atende satisfatoriamente o auxílio que se propõe, apesar de realizar corretamente a movimentação, sobretudo a captura de objetos soltos, que deixou a desejar. Tais resultados abrem oportunidade para melhorias por pessoas especializadas em outras áreas do conhecimento, como mecânica.

No quesito financeiro, se conclui que o valor de replicabilidade é facilmente alcançável e bem abaixo dos valores comerciais típicos quando se desconsidera o custo de tempo do engenheiro ou técnico responsável. Tal análise pode ser tomada devido a este ser um trabalho voluntário em prol da comunidade.

Em relação ao aprendizado, este projeto foi de grande valia, pois englobou diversas áreas do conhecimento não contempladas na grade curricular da engenharia eletrônica, como controle de motores, forças mecânicas, produção em manufatura aditiva e materiais termoplásticos.

Infelizmente, devido a limitações quanto ao comitê de ética, o dispositivo desenvolvido não pode atuar como prótese de membro superior. O esquemático disponível neste documento é de acesso público, e a placa de circuito impresso será doada à institutos de pesquisa para o ensino de aquisição de sinal muscular. Espera-se que com isso o projeto terá continuidade e outro pesquisador desenvolva uma segunda versão aprovada.



## REFERÊNCIAS

Alguns factos e Números sobre as Pessoas com Deficiência. *Centro Regional de Informação das Nações Unidas*. [Online] [Citado em: 06 de 11 de 2018.] <https://www.unric.org/pt/pessoas-com-deficiencia/5459>.

Censo Demográfico 2010: Características gerais da população, religião e pessoas com deficiência. *IBGE :: Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística*. [Online] Citado em: 26 de 11 de 2018.] [https://ww2.ibge.gov.br/home/estatistica/populacao/censo2010/caracteristicas\\_religiao\\_deficiencia/caracteristicas\\_religiao\\_deficiencia\\_tab\\_uf\\_xls.shtm](https://ww2.ibge.gov.br/home/estatistica/populacao/censo2010/caracteristicas_religiao_deficiencia/caracteristicas_religiao_deficiencia_tab_uf_xls.shtm)

Níveis de Amputação. *Centro Catarinense de Reabilitação*. [Online] [Citado em: 06 de 11 de 2018.] <http://www.catarin.org/niveis-de-amputacao/>.

PLONSEY, Robert; BARR, Roger C. **Bioelectricity**: A quantitative approach. Terceira edição. Boston: Springer Science 2007

COHEN, A. **Biomedical signals**: *Origin and Dynamic Characteristics; Frequency-Domain Analysis*. In: BRONZINO, J. D. (Ed.). The Biomedical Engineering, 2006.

ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. **NBR 10520**: informação e documentação: citações em documentos: apresentação. Rio de Janeiro, 2002.

INSTITUTO BRASILEIRO DE GEOGRAFIA E ESTATÍSTICA. Normas de apresentação tabular. Rio de Janeiro: [S.n.], 1993. 60 p.

UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA. Biblioteca Universitária. **Trabalho acadêmico: guia fácil para diagramação**: formato A5. Florianópolis, 2009. Disponível em: <<http://www.bu.ufsc.br/design/GuiaRapido2012.pdf>>. Acesso em: 11 abr. 2013

ALVES, Maria Bernardete Martins; ARRUDA, Susana Margareth. **Como fazer referências**: bibliográficas, eletrônicas e demais formas de documento. Florianópolis: Universidade Federal de Santa Catarina,

Biblioteca Universitária, c2001. Disponível em:  
<<http://www.bu.ufsc.br/design/framerefer.php>>. Acesso em: 11 abr.  
2013.

FILHO, Sidnei Noceti; **Filtros seletros de sinal**. 3ª edição revisada e ampliada. Florianópolis, Universidade Federal de Santa Catarina. Editora UFSC, 2010.

RATHKE, Juliano Elesbão. **Sistema de processamento de sinais biomédicos**: Módulos didáticos de EEG, EMG, EOG, e conversão analógico-digital de sinais. Florianópolis, 2008.

ALMEIDA, Carolina Antunes Pereira. **Investigação de parâmetros espectrais do EMG aplicáveis a terapia por biofeedback**. Rio de Janeiro, 2010



## APÊNDICE A – Código de média móvel

```
#include <Arduino.h>
#include "BasicStepperDriver.h"

#define MOTOR_STEPS 200
#define RPM 60
#define numSamples 100
#define MICROSTEPS 32
#define SENSIBILIDADE 5

BasicStepperDriver stepper(MOTOR_STEPS, 4, 5); //DIR pino 4, STEP
pino 5

void setup() {
  stepper.begin(RPM, MICROSTEPS);
  pinMode(A0, INPUT);
  pinMode(3, OUTPUT);
  Serial.begin(57200);
}

int indice=0; //indice do vetor de amostras
int amostra[numSamples]={0}; //vetor de amostras
long media=0; //meddia da amostragem
int posicao=0; //posicao do arco
int delta=0; //variacao na posição
int k=0; //contador genérico
int offset=0; //correção de leitura, implementar depois
int debug=1;

void loop() {

  //amostragem
  amostra[indice]=analogRead(A0);
  for(k=0;k<numSamples;k++)
    media+=amostra[k];
  media=media/numSamples;
  indice++;
  if(indice>numSamples){
```

```

    indice=0;
}

//mapeia posição para ser a intensidade do movimento
media = map(media,20,800,0,100); //anota nova
delta = media-posicao;

if (debug){
  Serial.print(0);
  Serial.print(" ");
  Serial.print(100);
  Serial.print(" ");
  Serial.print(media);
  Serial.print(" ");
  Serial.println(posicao);
}

    if ((delta<-SENSIBILIDADE) && (posicao>2) &&
(media<30)){ //se deslocamento negativo e dentro dos limites
  stepper.move(-60);
  posicao--;
}
    if ((delta>SENSIBILIDADE) && (posicao<100)){ //se
deslocamento positivo e dentro dos limites
  stepper.move(60);
  posicao++;
}

  media=0;
}

```